

Restraining orthosis selection assisting device, has computer determining values of restraining pressure to be exerted by orthosis on person from two data files established by installation and strain gauge

Publication number: FR2852421

Publication date: 2004-09-17

Inventor: BASSEZ SOPHIE; TESTUD JEAN LOUIS

Applicant: INNOTHERA LAB SA (FR)

Classification:

- international: G06F19/00; G06T17/00; A61F13/08; G06F19/00;
G06T17/00; A61F13/06; (IPC1-7): A61F13/08;
G06F19/00; G06T17/00; G06F159/00

- european:

Application number: FR20030004931 20030422

Priority number(s): FR20030004931 20030422

Also published as:

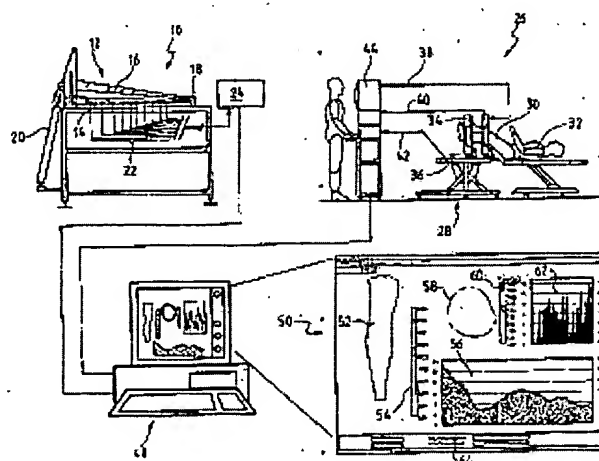
WO2004095342 (A3)
WO2004095342 (A2)
EP1616281 (A3)
EP1616281 (A2)
EP1616281 (A0)

more >>

Report a data error here

Abstract of FR2852421

The device has an installation (26) establishing a data file representative of morphological characteristic of a person. A strain gauge establishes another data file representative of dimensional and morphological characteristics of orthosis defined at different successive sides of the orthosis. A computer (48) determines the values of restraining pressure to be exerted by the orthosis on the person from the data files. The former data file has three dimensional coordinates of meshing points distributed at the surface of the person along a succession of contours defined at different successive sides of the person. The values of the restraining pressure determined by the computer are presented in a graphical display.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY

FR2852421

Publication Title:

Restraining orthosis selection assisting device, has computer determining values of restraining pressure to be exerted by orthosis on person from two data files established by installation and strain gauge

Abstract:

Abstract of FR2852421

The device has an installation (26) establishing a data file representative of morphological characteristic of a person. A strain gauge establishes another data file representative of dimensional and morphological characteristics of orthosis defined at different successive sides of the orthosis. A computer (48) determines the values of restraining pressure to be exerted by the orthosis on the person from the data files. The former data file has three dimensional coordinates of meshing points distributed at the surface of the person along a succession of contours defined at different successive sides of the person. The values of the restraining pressure determined by the computer are presented in a graphical display.

Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

Courtesy of <http://v3.espacenet.com>

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①1 N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 852 421

②1 N° d'enregistrement national : **03 04931**

⑤1 Int Cl⁷ : G 06 F 19/00, G 06 T 17/00 // A 61 F 13/08 G 06 F 159:00

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 22.04.03.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la demande : 17.09.04 Bulletin 04/38.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du présent fascicule*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : **LABORATOIRES INNOTHERA**
Société anonyme — FR.

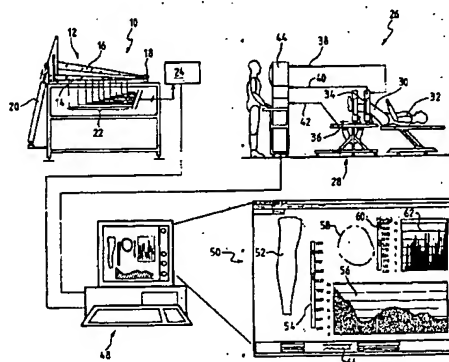
⑦2 Inventeur(s) : **BASSEZ SOPHIE et TESTUD JEAN LOUIS.**

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : **SEP PAGENBERG & ASSOCIES.**

⑤4 **DISPOSITIF D'AIDE A LA SELECTION D'UNE ORTHESE DE CONTENTION ET A SON ADAPTATION A LA MORPHOLOGIE D'UN MEMBRE.**

⑤7 Ce dispositif comprend: des moyens (26) pour établir un premier fichier de données représentatives des caractéristiques morphologiques du membre (30), comprenant les coordonnées tridimensionnelles d'un maillage de points (68) à différentes cotes; des moyens (10) pour établir un second fichier de données représentatives des caractéristiques dimensionnelles et rhéologiques de l'orthèse définies à différentes cotes; des moyens (48) de simulation de contention, aptes à déterminer, à partir des données des premier et second fichiers, des valeurs de pressions de contention susceptibles d'être exercées par l'orthèse sur le membre en une pluralité de points dudit maillage; et des moyens (50) de présentation sous forme graphique des valeurs de pression ainsi déterminées, notamment par superposition à une représentation graphique 3D du membre, ou d'une section de celui-ci, d'un codage en fausses couleurs ou en niveaux de gris de la pression calculée.



FR 2 852 421 - A1



L'invention concerne un dispositif d'aide à la sélection d'une orthèse de contention et à son adaptation à la morphologie d'un membre auquel est destinée cette orthèse. L'invention concerne plus précisément les orthèses compressives tubulaires et les bandages réalisés en matériaux textiles élastiques et non élastiques tricotés.

5 Ces orthèses peuvent prendre plusieurs formes. Par exemple, s'agissant des orthèses compressives d'un ou des deux membres inférieurs, il peut s'agir de bas au sens strict (couvrant la cuisse et le jarret), de collants (couvrant les deux membres inférieurs et l'abdomen jusqu'à la ceinture, en
10 une seule pièce), de mono-collants (collants munis d'une seule jambe, destinés à la contention d'un seul des membres inférieurs) ou encore de chaussettes (couvrant le jarret seul). Dans la suite, on utilisera le terme "bas" bien que l'invention ne soit pas limitée à un article particulier, mais s'applique aussi bien à toutes les orthèses compressives. L'invention peut
15 également s'appliquer aux orthèses compressives destinées aux membres supérieurs.

Pour permettre une compression forte du ou des membres, ces orthèses sont réalisées en un matériau élastique, typiquement une maille tricotée de texture très serrée procurant l'effet thérapeutique recherché, à savoir
20 une contention/compression à un degré thérapeutique, avec dégressivité à partir de la cheville.

Les bas de contention médicaux sont des bas qui exercent une pression, mesurée à la cheville, de 10 à plus de 36 mm Hg (13 à 48 hPa ; on utilisera toutefois dans la présente description le millimètre de mercure comme
25 unité de mesure de pression compte tenu de son usage universel dans le domaine de la phlébologie et de la contention médicale).

L'une des difficultés, tout particulièrement avec les orthèses des classes les plus compressives, réside pour le praticien prescripteur dans le choix d'une taille et d'une classe d'orthèse la mieux adaptée à la pathologie du
30 patient, c'est-à-dire procurant sur toute l'étendue du membre une contention ni trop faible, ni trop forte.

De plus, sauf à faire réaliser un bas sur mesure, le praticien doit choisir pour sa prescription une taille particulière dans des gammes dimensionnelles préexistantes, pour lesquelles les pressions appliquées par les différents articles de ces gammes sont établies par rapport à un gabarit dont
35

la forme et les dimensions sont normalisées ("modèle Hohenstein").

La délivrance d'une taille d'orthèse se fait par prise de mesure de la jambe du patient à différentes hauteurs, par exemple trois mesures périmétriques à la cheville, au mollet et à la cuisse, ainsi que les hauteurs sol-geno
5 nou et sol-entrejambe. A partir de ces mesures, le pharmacien ou l'orthopédiste détermine à partir d'un tableau ou d'une échelle la taille de l'article la mieux appropriée au patient.

Cette manière de procéder est cependant assez empirique et, en tout état de cause, ne donne pas au médecin prescripteur une véritable idée du
10 profil de pression qui sera réellement appliqué à la jambe, notamment pour les patients dont la morphologie de jambe est éloignée de la forme normalisée. Or la prescription d'une orthèse inappropriée peut se traduire localement par certaines zones de contention excessive ou, inversement, insuffisante.

15 L'un des buts de l'invention est de remédier à cette difficulté en proposant un dispositif permettant au praticien d'évaluer l'adaptation de telle ou telle dimension d'orthèse à la morphologie de la jambe d'un patient donné, de façon à pouvoir choisir en connaissance de cause celle qui est susceptible de procurer à ce patient l'effet thérapeutique optimal.

20 Un autre but de l'invention est de proposer un outil qui permette, dans le cadre d'une étude clinique d'une population de patients, de voir si l'échelonnement existant des différentes tailles d'un produit donné est bien adapté à la majorité de cette population ou si, au contraire, une gamme de tailles différentes serait mieux appropriée pour couvrir les besoins du plus
25 grand nombre de patients.

À cet effet, le dispositif de l'invention comprend : des moyens pour établir un premier fichier de données représentatives des caractéristiques morphologiques du membre, ce premier fichier de données comprenant les coordonnées, dans un espace tridimensionnel, d'un maillage de points répartis à la surface du membre le long d'une succession de contours définis à différentes cotes successives de ce membre ; des moyens pour établir un second fichier de données représentatives des caractéristiques dimensionnelles et rhéologiques de l'orthèse définies à différentes cotes successives de cette orthèse ; des moyens de simulation de contention,
30 aptes à déterminer, à partir des données des premier et second fichiers,

des valeurs de pressions de contention susceptibles d'être exercées par l'orthèse sur le membre en une pluralité de points dudit maillage ; et des moyens de présentation desdites valeurs de pression déterminées par les moyens de simulation de contention.

5 Le second fichier de données peut notamment contenir des données de largeur à plat de l'orthèse auxdites cotes successives, et des données représentatives de la caractéristique de déformation de l'orthèse en fonction de la tension exercée sur celle-ci entre des points situés à des cotes consécutives.

10 Il est avantageusement prévu des moyens de désignation, aptes à permettre la désignation d'un point du maillage par un opérateur du dispositif pour commander les moyens de présentation des valeurs de pression pour afficher la valeur de la pression calculée au point ainsi désigné, et/ou la désignation d'une cote du maillage par un opérateur du dispositif, pour
15 commander les moyens de présentation des valeurs de pression pour afficher la valeur des pressions calculées aux différents points du contour de la section du membre située à la cote ainsi désignée.

De préférence, les moyens de présentation comprennent des moyens graphiques aptes à afficher une représentation graphique tridimensionnelle du membre et à associer localement à cette représentation graphique les valeurs de pression calculées aux différents points dudit maillage,
20 et/ou une représentation graphique bidimensionnelle d'une section du membre et à associer localement à cette représentation graphique les valeurs de pression calculées aux différents points du contour de cette section.
25

Dans une mise en oeuvre avantageuse, les moyens graphiques associent les valeurs de pression calculées à la représentation graphique par superposition à cette représentation graphique, à l'endroit des différents points, d'un codage en fausses couleurs ou en niveaux de gris de la pression calculée en ces points.
30

Les moyens de présentation peuvent également comprendre des moyens graphiques aptes à afficher une caractéristique donnant la variation, en fonction de la position angulaire, de la pression calculée aux différents points du contour d'une section du membre située à une cote donnée.

35 De façon comparable, les moyens de simulation peuvent déterminer des

valeurs moyennes de la pression de contention aux points situés à une même cote, ainsi qu'éventuellement leurs écarts-type associés, les moyens de présentation comprenant des moyens graphiques aptes à afficher une caractéristique donnant la variation, en fonction de la cote, de la pression moyenne de contention ainsi calculée.

◇

On va maintenant décrire un exemple de mise en œuvre de l'invention, en référence aux dessins annexés.

La figure 1 est une vue schématique montrant les différents moyens contribuant à la mise en œuvre de l'invention.

La figure 2 illustre la modélisation de la jambe du patient.

La figure 3 illustre la modélisation de l'orthèse.

Les figures 4 à 7 montrent la manière dont il est possible d'afficher, sous forme graphique, les effets que l'orthèse est susceptible de produire sur la jambe du patient.

◇

La figure 1 représente, de façon générale, les différents moyens permettant d'évaluer les effets de la contention d'une orthèse particulière sur une morphologie de jambe précise.

Il convient tout d'abord de modéliser, sous forme numérique, les caractéristiques dimensionnelles et rhéologiques de l'orthèse.

La loi rhéologique (c'est-à-dire la relation entre la tension appliquée au produit et la déformation radiale résultante) peut être en particulier déterminée au moyen d'un extensomètre 10 tel que celui décrit dans le WO-A-01/11337 (*Innothéra Topic International*). Cet extensomètre comporte une forme 12 apte à recevoir une orthèse enfilée dessus, avec deux branches allongées 14, 16 articulées en 18 à la manière d'un compas. Les branches peuvent être écartées de manière contrôlée au moyen d'un vérin 20, et des capteurs 22 répartis sur la longueur d'une branche permettent de mesurer la tension radiale appliquée sur toute la longueur de l'orthèse sous la contrainte d'extension radiale appliquée par le vérin 20. Ces différentes mesures sont numérisées par un dispositif 24, qui produit une série

de données permettant d'évaluer, par modélisation et/ou interpolation, la loi rhéologique de l'orthèse sur toute la longueur de celle-ci.

En ce qui concerne la morphologie de la jambe, la forme de celle-ci peut être établie par divers moyens en eux-mêmes connus.

- 5 On peut par exemple utiliser une installation 26 telle que celle décrite dans les FR-A-2 774 276 et FR-A-2 804 595 (*Innothéra Topic International*), qui décrivent un pléthysmographe laser 28 permettant d'établir une cartographie très précise d'un membre 30 d'un sujet 32 le long de sections successives de ce membre. Le pléthysmographe 28 comporte une
- 10 couronne de capteurs 34 permettant d'analyser par triangulation la forme d'une section de la jambe placée dans l'espace central de cette couronne. Cette dernière peut être déplacée en translation le long d'un axe linéaire 36, par pas successifs, pour réitérer la prise de mesure pour différentes sections sur toute la longueur du membre 30. Les signaux de mesure,
- 15 ainsi que les positions de l'axe circulaire et de l'axe linéaire sont transmis par des liaisons 38, 40, 42 à un dispositif 44 permettant de reconstituer à partir de ces informations une représentation tridimensionnelle de la jambe 30 sous forme d'un ensemble de courbes paramétrées régulièrement espacées.
- 20 Après avoir ainsi défini les caractéristiques dimensionnelles et rhéologiques de l'orthèse et les caractéristiques morphologiques du membre, les informations correspondantes sont mémorisées dans des fichiers de données respectifs d'un calculateur 48, données qui sont ensuite confrontées de manière à déterminer les valeurs de pression de contention susceptibles d'être exercées sur le membre.
- 25 Ces valeurs de pression sont avantageusement présentées au praticien sous la forme d'un affichage graphique 50 comportant par exemple (les différents éléments de cet affichage seront décrits plus en détail en référence aux figures 4 à 8) :
- 30 – une vue tridimensionnelle 52 de la jambe, où les pressions sont codées en niveaux de gris ou en fausses couleurs, repérés par une échelle de pressions 54,
- une caractéristique 56 donnant la variation de la pression moyenne, section par section, sur la longueur de la jambe depuis la cheville jusqu'à la cuisse,
- 35

- une représentation bidimensionnelle 58 d'une section de jambe à un niveau choisi par le praticien, également codée en niveaux de gris ou en fausses couleurs avec une échelle correspondante 60,
- une caractéristique 62 donnant la répartition angulaire des pressions sur la section représentée en 58,
- une zone d'informations numériques 64 correspondant à certains points particuliers désignés sur les représentations 52 ou 58.

On va maintenant décrire, en référence aux figures 2 et 3, la manière dont sont constitués les fichiers de données représentatives, respectivement, des caractéristiques morphologiques du membre et des caractéristiques dimensionnelles et rhéologiques de l'orthèse.

En ce qui concerne le membre 30 (figure 2) les données sont définies pour une série de sections 66 à des cotes Z successives, ces données étant par exemple déterminées par la position de points 68 définis par leur cote Z et leurs coordonnées polaires R, θ par rapport à un référentiel (Ox, Oz). Les cotes de mesure doivent au minimum comprendre les cotes correspondant aux hauteurs normalisées $b, b1, c, d, e, f$ et g d'une jambe Hohenstein, l'origine du repère dans la direction z étant $Z = 0$ au sol, de manière à disposer d'une référence verticale commune à la jambe et à l'orthèse.

Selon la précision des mesures recherchée, on réalisera ainsi un maillage plus ou fin de la jambe, où chaque nœud du maillage est repéré par ses coordonnées Z, r, θ .

L'étape suivante consiste, à partir de ces données de position des différents points du maillage, à déterminer pour chaque section le périmètre C et la courbure c en tout point de cette section à partir des coordonnées des points du contour, par des méthodes en elles-mêmes connues.

En ce qui concerne l'orthèse 70 (figure 3), il convient tout d'abord d'en déterminer les caractéristiques dimensionnelles.

S'agissant d'un produit qui peut être mis à plat, on utilise avantageusement la largeur à plat au repos L_0 du produit à différentes cotes Z définissant une pluralité de niveaux de mesure 72. Les points de mesure, au minimum ceux correspondant aux hauteurs normalisées $b, b1, c, d, e, f$ et g d'une jambe Hohenstein, sont repérés sur l'orthèse 70 par rapport au talon (origine des cotes $Z = 0$ au niveau du sol).

Les caractéristiques rhéologiques, c'est-à-dire la loi donnant la déformation longitudinale ε en fonction de la tension appliquée T , peuvent être déterminées soit par des mesures dynamométriques soit, comme exposé en référence à la figure 1, avec un extensomètre dans les conditions précédemment définies, l'élongation ε étant calculée comme étant le rapport de la longueur d'application sur la longueur de repos. À partir de ces mesures on extrapole une loi permettant de déterminer en tout point de l'orthèse la tension en fonction de la déformation.

À partir des données ainsi recueillies et mémorisées, le dispositif calcule ensuite la pression de contention que l'orthèse 70 exercerait sur la jambe 30, telle que modélisée, si elle était enfilée sur cette dernière. Cette pression de contention est calculée pour chaque section de la jambe (section associée à une cote Z par rapport au sol), sur les différents points du contour de cette section. Le principe de calcul de la pression de contention en un point donné repose sur l'application de la loi de Laplace $P = T.c$, où T représente la tension linéique du textile dans le sens circonférentiel et c la courbure de la jambe sur laquelle est appliquée la contention.

On a ainsi réalisé une cartographie tridimensionnelle simulant les pressions de contention qu'appliquerait l'orthèse à la surface de la jambe si elle était enfilée sur cette dernière.

Cette cartographie peut avantageusement être visualisée sous forme graphique de différentes manières, comme on va l'exposer en référence aux figures 4 à 8 qui représentent divers affichages présentés au praticien pour l'aider dans sa prescription ou dans son étude clinique.

Il est notamment possible d'afficher (figure 4) une représentation tridimensionnelle 52 de la jambe, avec pour le praticien possibilité de faire tourner la jambe, sélectionner un point, zoomer sur une partie de cette jambe, etc. La représentation 52 est avantageusement codée en niveaux de gris ou en fausses couleurs, avec une échelle de référence 54 permettant d'évaluer le niveau de la pression appliquée (par exemple bleu pour une pression faible, vert pour une pression moyenne, jaune pour une pression forte, rouge pour une pression très forte). L'échelle de pression 54 s'étend du minimum au maximum des valeurs calculées, mais il est possible de la modifier pour détailler de façon plus fine une zone de pression particulière.

Le praticien peut également désigner un point particulier 78, par exemple au moyen d'une souris et d'un interface graphique, afin d'afficher dans une zone de valeurs 64 (figure 1) les valeurs numériques associés à ce point précis : cote, courbure, pression, etc.

- 5 Par ailleurs, le dispositif calcule également les valeurs des pressions moyennes exercées sur les différents points d'un même contour à une cote donnée, ce qui permet d'afficher un profil de pression 56 en fonction de la cote (figure 5). La désignation du point 78 sur la représentation de la figure 4 est reportée en 80 sur le profil de la figure 5, par exemple par une
- 10 zone de couleur différente, visualisant de façon immédiate le niveau de pression correspondant à la cote du point 78.

- Pour évaluer la répartition des pressions exercée aux différents points d'une section donnée, le praticien dispose également d'une visualisation bidimensionnelle (figure 6) représentant une coupe 58 de la jambe suivant
- 15 une cote constante. Ici encore, les niveaux de pression sont codés au moyen d'une échelle de gris ou de fausses couleurs 60 et le point 78 désigné sur la représentation de la figure 4 est également repris sur cette vue bidimensionnelle (les différents affichages sont tous interdépendants, de sorte que toute modification de la cote du point 78 par l'opérateur mo-
- 20 difiera automatiquement le niveau de la coupe 58).

- Par ailleurs, un graphique 62 (figure 7) donne la variation en fonction de l'angle de la pression sur la section de jambe illustrée figure 6 : chaque barre du graphique 62 représente un point de la section, le point sélectionné en 78 étant représenté par une barre 92 de couleur différente.

- 25 Enfin, de façon générale, il est possible d'opérer une sélection partielle en définissant une zone angulaire d'intérêt. Le secteur angulaire de la jambe non sélectionné pourra être visualisé d'une manière particulière sur les affichages, par exemple par une zone grisée.

REVENDECATIONS

1. Un dispositif d'aide à la sélection d'une orthèse de contention et à son adaptation à la morphologie d'un membre auquel est destinée cette orthèse, caractérisé en ce qu'il comprend :

- des moyens (26) pour établir un premier fichier de données représentatives des caractéristiques morphologiques du membre (30), ce premier fichier de données comprenant les coordonnées, dans un espace tridimensionnel, d'un maillage de points (68) répartis à la surface du membre le long d'une succession de contours (66) définis à différentes cotes successives (Z) de ce membre ;
- des moyens (10) pour établir un second fichier de données représentatives des caractéristiques dimensionnelles et rhéologiques de l'orthèse définies à différentes cotes successives (Z) de cette orthèse ;
- des moyens (48) de simulation de contention, aptes à déterminer, à partir des données des premier et second fichiers, des valeurs de pressions de contention susceptibles d'être exercées par l'orthèse sur le membre en une pluralité de points dudit maillage ; et
- des moyens (50) de présentation desdites valeurs de pression déterminées par les moyens de simulation de contention.

2. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel le second fichier de données contient des données de largeur à plat (L_0) de l'orthèse auxdites cotes successives, et des données ($\Delta x/\Delta f$) représentatives de la caractéristique de déformation de l'orthèse en fonction de la tension exercée sur celle-ci entre des points situés à des cotes consécutives.

3. Le dispositif de la revendication 1, comprenant en outre des moyens de désignation, aptes à permettre la désignation d'un point du maillage par un opérateur du dispositif, et à commander les moyens de présentation des valeurs de pression pour afficher la valeur de la pression calculée au point (82) ainsi désigné.

4. Le dispositif de la revendication 1, comprenant en outre des moyens de désignation, aptes à permettre la désignation d'une cote du maillage par

un opérateur du dispositif, et à commander les moyens de présentation des valeurs de pression pour afficher la valeur des pressions calculées aux différents points du contour de la section du membre située à la cote (78) ainsi désignée.

5

5. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel les moyens de présentation comprennent des moyens graphiques aptes à afficher une représentation graphique tridimensionnelle (52) du membre et à associer localement à cette représentation graphique les valeurs de pression calculées aux différents points dudit maillage.

10

6. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel les moyens de présentation comprennent des moyens graphiques aptes à afficher une représentation graphique bidimensionnelle (58) d'une section du membre et à associer localement à cette représentation graphique les valeurs de pression calculées aux différents points du contour de cette section.

15

7. Le dispositif de la revendication 5 ou 6, dans lequel les moyens graphiques associent les valeurs de pression calculées à la représentation graphique par superposition à cette représentation graphique, à l'endroit des différents points, d'un codage en fausses couleurs ou en niveaux de gris de la pression calculée en ces points.

20

8. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel les moyens de présentation comprennent des moyens graphiques aptes à afficher une caractéristique (62) donnant la variation, en fonction de la position angulaire, de la pression calculée aux différents points du contour d'une section du membre située à une cote donnée.

25

9. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel :

30

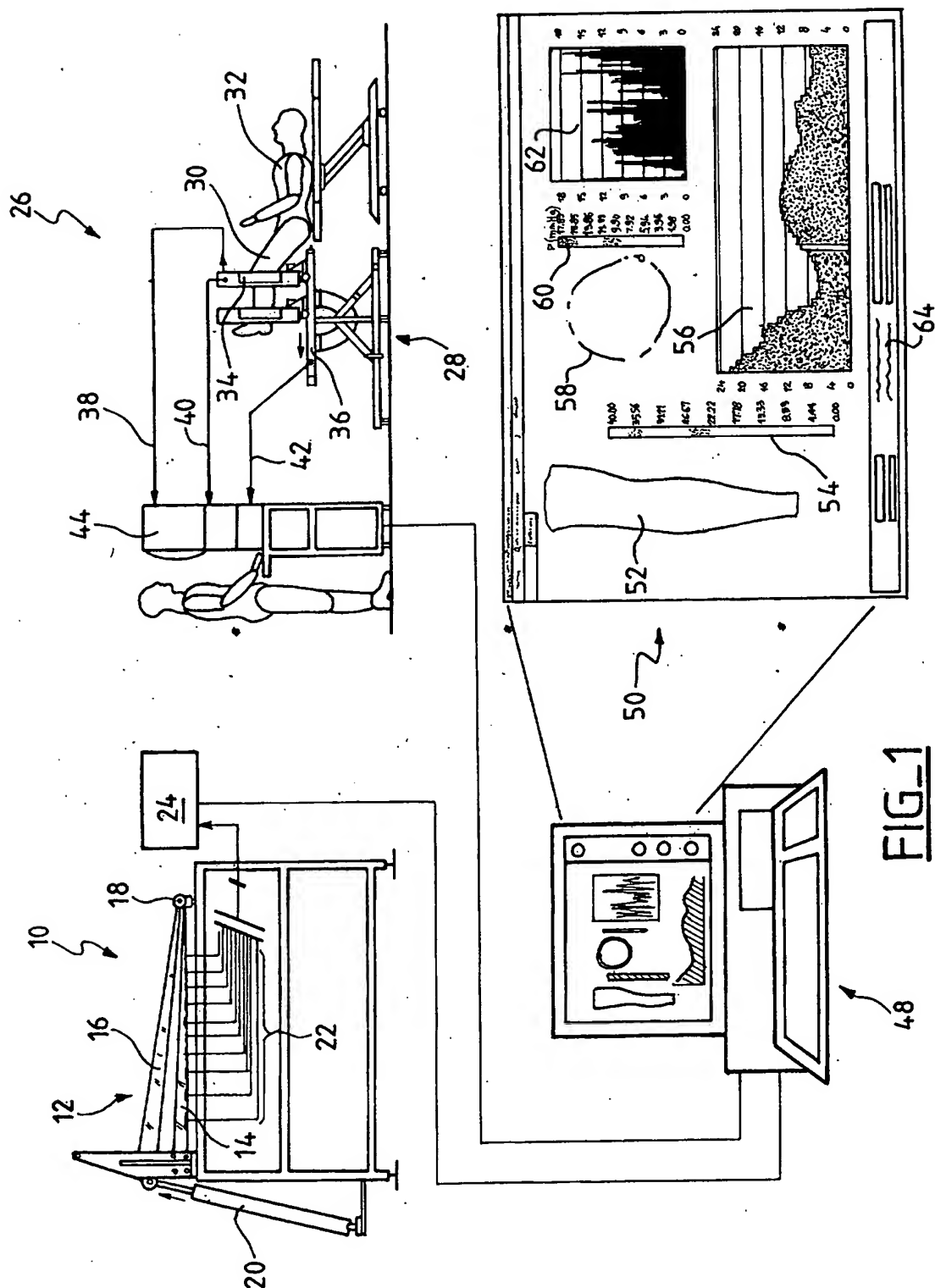
- les moyens de simulation sont également aptes à déterminer des valeurs moyennes de la pression de contention aux points situés à une même cote, et

- les moyens de présentation comprennent des moyens graphiques aptes à afficher une caractéristique (56 ; 80) donnant la variation, en

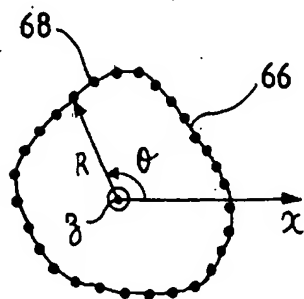
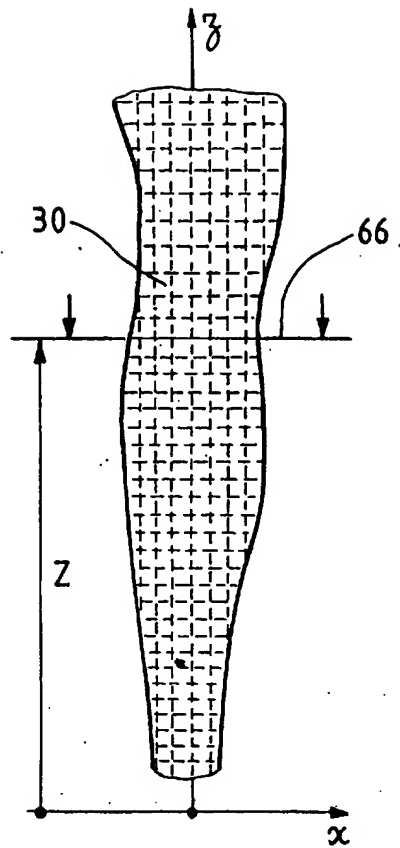
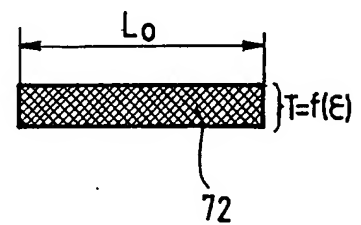
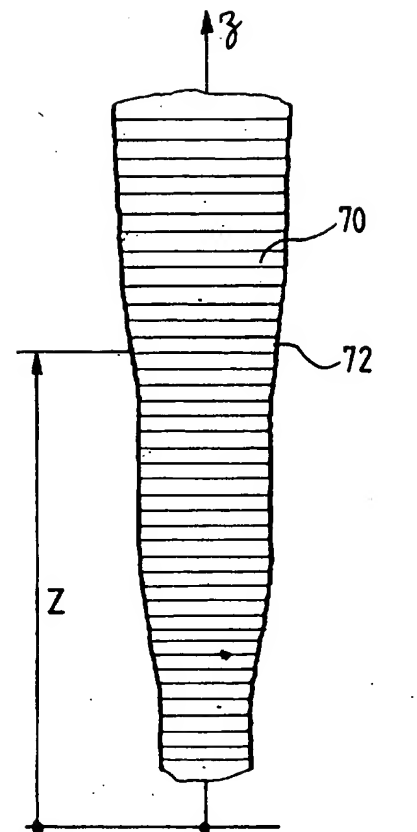
35

fonction de la cote, de la pression moyenne de contention ainsi calculée.

1/4



2/4

FIG_2FIG_3

3/4

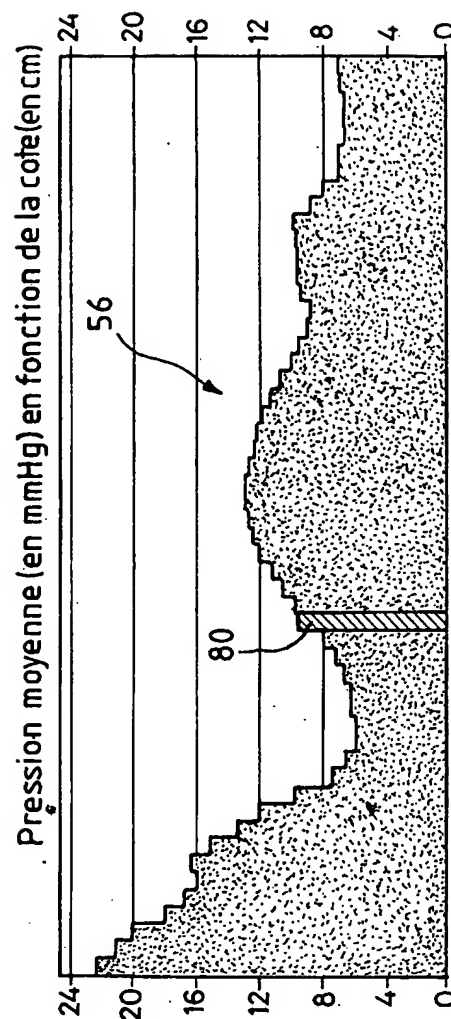


FIG-5

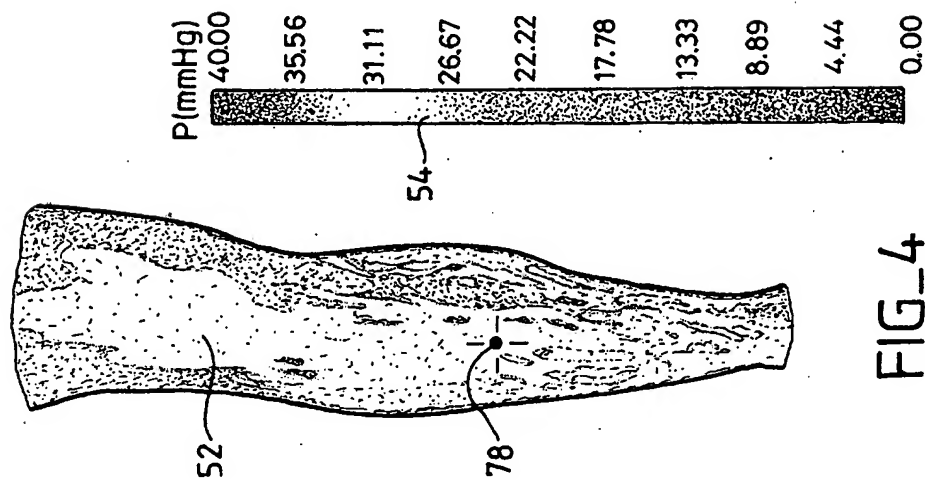
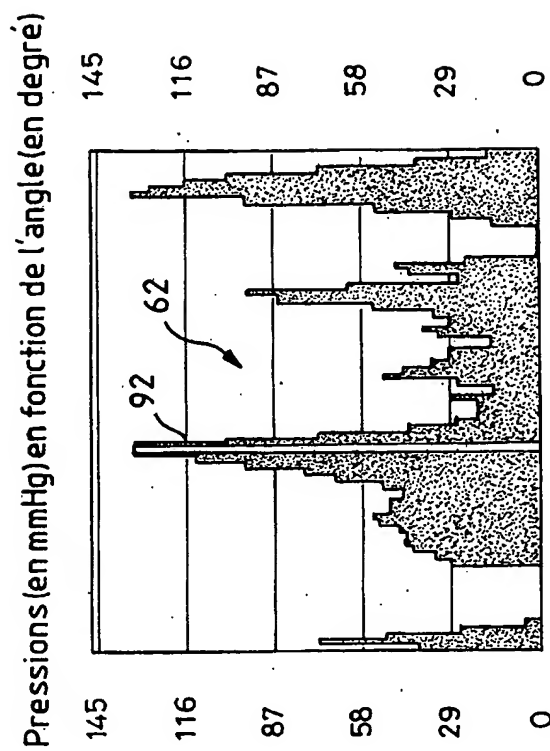
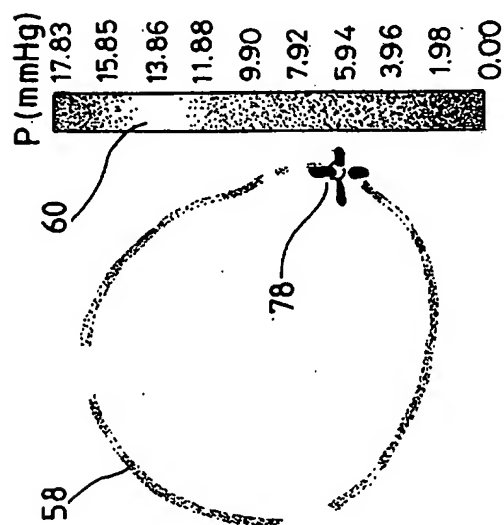


FIG-4

4/4



FIG_7



FIG_6



RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE

établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

**N° d'enregistrement
national**

FA 633224
FR 0304931

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
X	CHU T -M ET AL: "Three-dimensional finite element stress analysis of the polypropylene, ankle-foot orthosis: static analysis" MEDICAL ENGINEERING & PHYSICS, JULY 1995, UK, vol. 17, no. 5, pages 372-379, XP002277428 ISSN: 1350-4533 * le document en entier *	1-8	G06F19/00 G06T17/00
X	SYNGELLAKIS S ET AL: "Assessment of the non-linear behaviour of plastic ankle foot orthoses by the finite element method" PROCEEDINGS OF THE INSTITUTION OF MECHANICAL ENGINEERS, PART H (JOURNAL OF ENGINEERING IN MEDICINE), 2000, MECH. ENG. PUBLICATIONS, UK, vol. 214, no. H5, pages 527-539, XP001161162 ISSN: 0954-4119 * le document en entier *	1	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (Int.CL.7)
A	HANAFUSA A ET AL: "Computer assisted orthosis design system for malformed ears-automatic shape modification method for preventing excessive corrective force" PROCEEDINGS OF THE 22ND ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (CAT. NO.00CH37143), PROCEEDINGS OF THE 22ND ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, CHIC, pages 1976-1978 vol.3, XP002277429 2000, Piscataway, NJ, USA, IEEE, USA ISBN: 0-7803-6465-1 * page 1978 *	1-9	G06F A61F A61B
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
20 avril 2004		Godzina, P	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	
X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intermédiaire			



RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE

établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement
national

FA 633224
FR 0304931

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
A	BUCKLEY M A ET AL: "Computer simulation of the dynamics of a human arm and orthosis linkage mechanism" PROCEEDINGS OF THE INSTITUTION OF MECHANICAL ENGINEERS, PART H (JOURNAL OF ENGINEERING IN MEDICINE), 1997, MECH. ENG. PUBLICATIONS, UK, vol. 211, no. H5, pages 349-357, XP001161163 ISSN: 0954-4119 * alinéa [02.2] - alinéa [02.5] * * tableaux 1,2 *		
A	US 2002/010408 A1 (POMATTO R CRAIG ET AL) 24 janvier 2002 (2002-01-24) * abrégé * * alinéa [0015] - alinéa [0019] * * alinéa [0025] * * alinéa [0028] * * alinéa [0032] - alinéa [0033] * * figures 1,3-6 *		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (Int.CL.7)
A	US 6 383 148 B1 (PUSCH MARTIN ET AL) 7 mai 2002 (2002-05-07) * abrégé * * figures 2-4 *		
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
20 avril 2004		Godzina, P	
<p>CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intermédiaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant</p>			

1

EPO FORM 1503 12.99 (P04C14)

ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE**RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 0304931 FA 633224**

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.

Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du **20-04-2004**

Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2002010408 A1	24-01-2002	US 6340353 B1	22-01-2002
		AU 4656497 A	24-04-1998
		WO 9814143 A1	09-04-1998

US 6383148 B1	07-05-2002	DE 19916978 C1	26-04-2001
		CA 2305107 A1	15-10-2000
		CN 1271085 A	25-10-2000
		DE 50004536 D1	08-01-2004
		EP 1044648 A1	18-10-2000
		JP 2000312671 A	14-11-2000

EPO FORM P0465

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.